



10/517102

1/4

## 特許協力条約に基づく国際出願願書

H03007PCT

原本（出願用） - 印刷日時 2003年06月05日 (05.06.2003) 木曜日 09時40分01秒

0	受理官庁記入欄	
0-1	国際出願番号	
0-2	国際出願日	
0-3	(受付印)	
0-4	様式-PCT/RO/101 この特許協力条約に基づく国際出願願書は、 右記によって作成された。	PCT-EASY Version 2.92 (updated 01.04.2003)
0-5	申立て 出願人は、この国際出願が特許協力条約に従って処理されることを請求する。	
0-6	出願人によって指定された受理官庁	日本国特許庁 (RO/JP)
0-7	出願人又は代理人の書類記号	H03007PCT
I	発明の名称	磁気共鳴イメージング装置
II	出願人	
II-1	この欄に記載した者は	出願人である (applicant only)
II-2	右の指定国についての出願人である。	米国を除くすべての指定国 (all designated States except US)
II-4ja	名称	株式会社日立メディコ
II-4en	Name	HITACHI MEDICAL CORPORATION
II-5ja	あて名:	101-0047 日本国 東京都 千代田区 内神田一丁目1番14号
II-5en	Address:	1-14, Uchi-kanda 1-chome, Chiyoda-ku, Tokyo 101-0047 Japan
II-6	国籍 (国名)	日本国 JP
II-7	住所 (国名)	日本国 JP
II-8	電話番号	03-3292-8111
II-9	ファクシミリ番号	03-3291-6392
III-1	その他の出願人又は発明者	
III-1-1	この欄に記載した者は	出願人及び発明者である (applicant and inventor)
III-1-2	右の指定国についての出願人である。	米国のみ (US only)
III-1-4ja	氏名 (姓名)	阿部 貴之
III-1-4en	Name (LAST, First)	ABE, Takayuki
III-1-5ja	あて名:	270-0005 日本国 千葉県 松戸市 大谷口421-1-305
III-1-5en	Address:	421-1-305, Oyaguchi, Matsudo-shi, Chiba 270-0005 Japan
III-1-6	国籍 (国名)	日本国 JP
III-1-7	住所 (国名)	日本国 JP

## 特許協力条約に基づく国際出願願書

原本(出願用) - 印刷日時 2003年06月05日 (05.06.2003) 木曜日 09時40分01秒

H03007PCT

III-2	その他の出願人又は発明者	
III-2-1	この欄に記載した者は	出願人及び発明者である (applicant and inventor)
III-2-2	右の指定国についての出願人である。	米国のみ (US only)
III-2-4j <sub>a</sub>	氏名(姓名)	渡部 滋
III-2-4e <sub>n</sub>	Name (LAST, First)	WATANABE, Shigeru
III-2-5j <sub>a</sub>	あて名:	302-0102 日本国 茨城県 守谷市 松前台 5-12-9
III-2-5e <sub>n</sub>	Address:	5-12-9, Matsumaedai, Moriya-shi, Ibaraki 302-0102 Japan
III-2-6	国籍(国名)	日本国 JP
III-2-7	住所(国名)	日本国 JP
IV-1	代理人又は共通の代表者、通知のあて名 下記の者は国際機関において右記のごとく出願人のために行動する。	代理人 (agent)
IV-1-1ja	氏名(姓名)	多田 公子
IV-1-1en	Name (LAST, First)	TADA, Kimiko
IV-1-2ja	あて名:	162-0041 日本国 東京都 新宿区 早稲田鶴巻町519 石垣ビル2F
IV-1-2en	Address:	Ishigaki Building 2F, 519, Waseda Tsurumaki-cho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-0041 Japan
IV-1-3	電話番号	03-3205-5950
IV-1-4	ファクシミリ番号	03-3205-5951
IV-2	その他の代理人	筆頭代理人と同じあて名を有する代理人 (additional agent(s) with same address as first named agent)
IV-2-1ja	氏名	宮川 佳三
IV-2-1en	Name(s)	MIYAGAWA, Keizo
V	国の指定	
V-1	広域特許 (他の種類の保護又は取扱いを求める場合には括弧内に記載する。)	EP: AT BE BG CH&LI CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL PT RO SE SI SK TR 及びヨーロッパ特許条約と特許協力条約の締約国 である他の国
V-2	国内特許 (他の種類の保護又は取扱いを求める場合には括弧内に記載する。)	US
V-5	指定の確認の宣言	

出願人は、上記の指定に加えて、規則4.9(b)の規定に基づき、特許協力条約のもとで認められる他の全ての国の指定を行う。ただし、V-6欄に示した国の指定を除く。出願人は、これらの追加される指定が確認を条件としていること、並びに優先日から15月が経過する前にその確認がなされない指定は、この期間の経過時に、出願人によって取り下げられたものとみなされることを宣言する。

---

## 特許協力条約に基づく国際出願願書

原本（出願用） - 印刷日時 2003年06月05日 (05.06.2003) 木曜日 09時40分01秒

H03007PCT

V-6	指定の確認から除かれる国	なし (NONE)	
VI-1	先の国内出願に基づく優先権主張		
VI-1-1	出願日	2002年06月07日 (07.06.2002)	
VI-1-2	出願番号	特願2002-166823	
VI-1-3	国名	日本国 JP	
VI-2	先の国内出願に基づく優先権主張		
VI-2-1	出願日	2002年07月12日 (12.07.2002)	
VI-2-2	出願番号	特願2002-203894	
VI-2-3	国名	日本国 JP	
VI-3	優先権証明書送付の請求 上記の先の出願のうち、右記の番号のものについては、出願書類の認証謄本を作成し国際事務局へ送付することを、受理官庁に対して請求している。	VI-1, VI-2	
VII-1	特定された国際調査機関 (ISA)	日本国特許庁 (ISA/JP)	
VIII	申立て	申立て数	
VIII-1	発明者の特定に関する申立て	-	
VIII-2	出願し及び特許を与えられる国際出願日における出願人の資格に関する申立て	-	
VIII-3	先の出願の優先権を主張する国際出願日における出願人の資格に関する申立て	-	
VIII-4	発明者である旨の申立て (米国を指定国とする場合)	-	
VIII-5	不利にならない開示又は新規性喪失の例外に関する申立て	-	
IX	照合欄	用紙の枚数	添付された電子データ
IX-1	願書 (申立てを含む)	4	-
IX-2	明細書	13	-
IX-3	請求の範囲	3	-
IX-4	要約	1	EZABST00.TXT
IX-5	図面	7	-
IX-7	合計	28	
	添付書類	添付	添付された電子データ
IX-8	手数料計算用紙	✓	-
IX-9	個別の委任状の原本	✓	-
IX-17	PCT-EASYディスク	-	フレキシブルディスク
IX-18	その他	納付する手数料に相当する特許印紙を添付した書面	-
IX-18	その他	国際事務局の口座への振込を証明する書面	-
IX-19	要約書とともに提示する図の番号	2	
IX-20	国際出願の使用言語名:	日本語	
X-1	提出者の記名押印		
X-1-1	氏名 (姓名)	多田 公子	

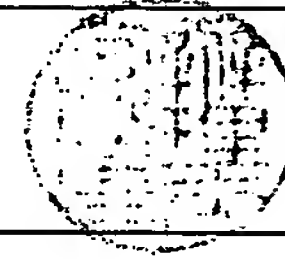


## 特許協力条約に基づく国際出願願書

H03007PCT

原本（出願用） - 印刷日時 2003年06月05日（05.06.2003）木曜日 09時40分01秒

X-2	提出者の記名押印	
X-2-1	氏名(姓名)	宮川 佳三



## 受理官庁記入欄

10-1	国際出願として提出された書類の実際の受理の日	
10-2	図面：	
10-2-1	受理された	
10-2-2	不足図面がある	
10-3	国際出願として提出された書類を補完する書類又は図面であってその後期間内に提出されたものの実際の受理の日（訂正日）	
10-4	特許協力条約第11条(2)に基づく必要な補完の期間内の受理の日	
10-5	出願人により特定された国際調査機関	ISA/JP
10-6	調査手数料未払いにつき、国際調査機関に調査用写しを送付していない	

## 国際事務局記入欄

11-1	記録原本の受理の日	
------	-----------	--

## PCT手数料計算用紙(願書付属書)

原本(出願用) - 印刷日時 2003年06月05日 (05.06.2003) 木曜日 09時40分01秒

H03007PCT

[この用紙は、国際出願の一部を構成せず、国際出願の用紙の枚数に算入しない]

0	受理官庁記入欄		
0-1	国際出願番号		
0-2	受理官庁の日付印		
0-4	様式-PCT/RO/101 (付属書)		
0-4-1	このPCT手数料計算用紙は、 右記によって作成された。		PCT-EASY Version 2.92 (updated 01.04.2003)
0-9	出願人又は代理人の書類記号	H03007PCT	
2	出願人	株式会社日立メディコ	
12	所定の手数料の計算	金額/係数	小計 (JPY)
12-1	送付手数料 T	⇒	18,000
12-2-1	調査手数料 S	⇒	72,000
12-2-2	国際調査機関	JP	
12-3	国際手数料		
	基本手数料 (最初の30枚まで) b1	54,000	
12-4	30枚を越える用紙の枚数	0	
12-5	用紙1枚の手数料 (X)	1,200	
12-6	合計の手数料 b2	0	
12-7	b1 + b2 = B	54,000	
12-8	指定手数料		
	国際出願に含まれる指定国 数	2	
12-9	支払うべき指定手数料の数 (上限は5)	2	
12-10	1指定当たりの手数料 (X)	11,600	
12-11	合計の指定手数料 D	23,200	
12-12	PCT-EASYによる料金の減 額 R	-16,600	
12-13	国際手数料の合計 (B+D-R) I	⇒	60,600
12-14	優先権証明書請求手数料		
	優先権証明書を請求した数	2	
12-15	1優先権証明書当たり (X) の手数料	0	
12-16	優先権証明書請求手数料の 合計 P	⇒	0
12-17	納付すべき手数料の合計 (T+S+I+P)	⇒	150,600
12-19	支払方法	送付手数料: 特許印紙 調査手数料: 特許印紙 国際手数料: 銀行口座への振込み 優先権証明書請求手数料: 特許印紙	

EASYによるチェック結果と出願人による言及

13-2-2	EASYによるチェック結果 指定国	<p>Green?</p> <p>より多くの指定が可能です。(以下の国が指定からはずされています: AP: ( GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW); EA: ( AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM); OA: ( BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG); AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, LI, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW) 確認してください。</p>
13-2-11	EASYによるチェック結果 受理官庁/国際事務局記入欄	<p>Green?</p> <p>この願書を作成したPCT-EASYは英語版ないし西欧言語版以外のWindows上で動作しています。ASCII文字以外の文字について、願書と電子データを注意して比較してください。</p>

送付手数料・調査手数料 90,000円



## ご利用明細

本日はご来店いただきありがとうございます。

年月日	時刻	取扱店番	銀行番号	支店番号	口座番号	印紙税申告納 付につき趣町 税務署承認済
150600	10.09	0605268				
お取引内容	お取引金額	お取引い きない場合	残高			
お振込	¥60,600*		おつり	¥9,085*	*****	
*****						
ご案内						
お受取人 東京三菱銀行 虎ノ門支店 普通 2074896 WIPO-PCT GENEVA 様						
ご依頼人 〆タ〆ミヤカ〆ワトツキヨラ〆ムヨタタ〆キミコ 様 0332055950						
税込手数料 315円を いただきました						



「メインバンク」総合サービスでは、  
お取引状況に応じた  
「うれしい特典」

- 残高欄の金額は決済未確認の証券類を含んでいます。
- 残高の頭に「-」がある場合は、お借入れ残高を表わします。



東京三菱銀行

くわしくは裏面へ!

がいっぱい。

インターネットホームページアドレス <http://www.btm.co.jp/>

基本手数料	54,000円
指定手数料	23,200円
PCT-EASY	
による減額	-16,600円
合 計	60,600円

# 委任状

平成15年 6 月 2 日

私どもは、弁理士 多田 公子 氏、弁理士 宮川 佳三 氏 を以て代理人として下記事項を委任します。

1. 特許協力条約に基づく国際出願

「磁気共鳴イメージング装置」

に関する一切の件

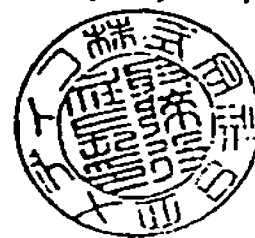
2. 上記出願及び指定国の指定を取下げる件

3. 上記出願についての国際予備審査の請求に関する一切の件並びに請求及び選択国の選択を取下げる件

あて名 日本国東京都千代田区内神田一丁目1番14号

名 称 株式会社日立メディコ

代表者 猪俣 博



# 委任状

平成15年 6 月 2 日

私どもは、弁理士 多田 公子 氏、弁理士 宮川 佳三 氏 を以て代理人として下記事項を委任します。

1. 特許協力条約に基づく国際出願


「磁気共鳴イメージング装置」

に関する一切の件


2. 上記出願及び指定国の指定を取下げる件

3. 上記出願についての国際予備審査の請求に関する一切の件並びに請求及び選択国の選択を取下げる件

あて名 日本国千葉県松戸市大谷口421-1-305

氏 名 阿部 貴之 

あて名 日本国茨城県守谷市松前台5-12-9

氏 名 渡部 滋 

## 磁気共鳴イメージング装置

### 産業上の技術分野

- この発明は核磁気共鳴（以下、NMRと略記する）現象を利用して被検体の任意の断層像を得るための磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置という）  
5 に関し、特に血管造影撮像における正確な撮像開始タイミングの取得に関する。

### 従来の技術

- MRI装置において造影剤を用いて血管描出を行う方法は、造影MRアンジオ  
10 グラフィ（MRA）と言われている。特に、この造影MRAの計測を複数のフェイズに亘って連続的に行う撮像方法をダイナミックMRAと呼ぶ。ダイナミックMRAでは、造影剤の注入後、造影剤を含んだ血液が注目する動脈に到達し、さらに静脈に戻るまでの短い時間に複数のフェイズの画像を撮像するが、撮像を開始するタイミング、即ち、造影剤を含んだ血液が注目する動脈に到達するタイミ  
15 ングを捉えることが重要な課題となる。

造影MRAにおいて撮像タイミングを決定する方法として、例えば「3.D Contrast MR Angiography 2<sup>nd</sup> edition. Prince MR, Grist TM and Debatin JF, Springer, pp3-39, 1988」に、1) テストインジェクション法、2) フルオロス  
コピックトリガー法が記載されている。

- 20 テストインジェクション法では、本撮像前に少量の造影剤を注入し、予め目的血管への造影剤到達時間を計測しておく。フルオロスコピックトリガー法では、撮像時間の短い2次元撮像による透視下で目的血管への造影剤の到達を監視し、造影剤が到達すると同時に3次元の本撮像を開始する。この際、注目する動脈を含む目的領域にROI（関心領域）を設定し自動的に撮像タイミングを決定して  
25 いる。

これら従来の撮像タイミング決定法は、いずれも目的領域に設定したROIの信号強度を解析して造影剤到達時間を計測するものであるが、ROIの信号強度を解析する方法には、以下の問題がある。即ち、設定したROIが体動等により、撮像断面からはずれた場合に、正確な造影剤濃度変化を取得できなくなり、その

結果、正確に本計測開始タイミングを把握できなくなってしまう。

#### 発明の開示

本発明の目的は、MRI装置における血管造影に際し、造影剤注入後から本計  
5 測を開始するタイミングを正確に取得することである。

上記目的を達成するため、本発明は次のように構成される。

静磁場内に置かれた被検体に、複数の時系列画像を連続して取得するダイナミ  
ック計測のためのパルスシーケンスに則り高周波磁場及び傾斜磁場を印加すると  
10 ともに、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する撮像手段と、前記磁気  
共鳴信号から前記被検体の所望の組織を画像化し信号処理手段と、前記画像を表  
示する表示手段と、前記撮像手段及び信号処理手段を制御する制御手段とを備え  
た磁気共鳴イメージング装置において、

前記撮像手段は、前記被検体の所望のスラブを前記ダイナミック計測のための  
15 パルスシーケンスで低空間分解能の傾斜磁場印加条件の下に計測する監視モード  
と、前記監視モードと同一のスラブを同一のパルスシーケンスで高空間分解能の  
傾斜磁場印加条件の下に計測する本計測モードとを備え、

前記制御手段は、前記監視モードから前記本計測モードへの切り替えを行うモ  
ード切替手段を備え、前記モード切替手段は、前記監視モードを実行中の所望の  
20 タイミングで本計測モードへ切り替える。

これにより、体動があっても目的領域がスラブ（厚いスライス）内に留まるた  
め、監視モードで常に目的領域を監視でき、正確なタイミングで本計測モードに  
切り替えることができる。また、監視モードと本計測モードのパルスシーケンス  
が同一なので、モード切替の遅れ時間を皆無にすることができる。さらに、監視  
25 モードでは、低空間分解能で計測するので画像毎の取得時間が短縮され、監視の  
時間分解能を向上できる。

好ましい一実施形態によれば、監視モードの実行時に取得した前記ダイナミッ  
ク計測のデータから参照データを抽出する手段を備え、抽出した前記参照データ

値の時間的变化を前記表示手段に表示する。

これにより、画像の時間的变化を参照データの時間的变化と関連づけて視覚的に把握することができる。

- 5      また、好ましい一実施形態によれば、前記モード切替手段は、抽出した前記参照データ又は該参照データの変化が所望の閾値を超えたときに、前記監視モードから前記本計測モードに切り替える。

- これにより、実際に取得した実データに基づいて自動でモード切替を行うことができる。その結果、被検体毎の個体差や計測毎の差など、計測時の状況変化に  
10    対応して正確にモード切替タイミングを取得することができる。

また、好ましい一実施形態によれば、前記参照データを、前記監視モードの実行時に得られる前記核磁気共鳴信号のうち、 $k$ 空間の原点の信号値又は $k$ 空間の原点を含む周波数エンコード方向の加算値とする。

- 15    これにより、 $k$ 空間の原点の信号値は常に最も大きい強度を持ち、かつ、画像の信号強度を反映するので、常に画像の信号強度の変化を捉えることができるため、正確なモード切替タイミングを自動で取得することができる。

- また、好ましい一実施形態によれば、前記参照データを、前記監視モードの実  
20    行時に得られる前記核磁気共鳴信号のうち、 $k$ 空間の原点の信号値又は $k$ 空間の原点を含む周波数エンコード方向の加算値と、前記監視モード開始時に取得した同じ値との差分をとる。

- これにより、監視モードと比較して変化の無い部分からの信号を排除して変化のあった部分のみに依存する信号を取得できるので、より正確なモード切替タイ  
25    ミングを自動で取得することができる。

また、好ましい一実施形態によれば、前記制御手段は、前記本計測モード開始直後の画像の再構成において、それ以前のパルスシーケンスの実行時に取得したデータを含むデータを用いて画像再構成するように前記信号処理手段を制御する。

これは、監視モードと本計測モードのパルスシーケンスは実質的に同じであるので、監視モード実行時に計測したデータをそのまま本計測モードのデータとして利用するものである。これにより、本計測開始後に速やかに画像を表示することができる。

5

また、好ましい一実施形態によれば、前記時系列画像データが3次元データの場合に、2次元の投影画像に変換して前記表示手段に表示する。

これにより、3次元的变化を2次元の投影された1枚の画像上で把握することができ、3次元画像の変化を2次元に集積して簡易に把握することができる。

10

また、好ましい一実施形態によれば、前記モード切替手段は、モード切替入力手段を備え、前記モード切替移入力手段に切替指示が直接入力されることによって、前記監視モードから前記本計測モードに切り替えられる。

これにより、操作者が監視モードに表示される参照データや時系列画像を監視しながら、適切なタイミングでモード切替を指示できるようになる。

15

また、好ましい一実施形態によれば、前記傾斜磁場は、前記2次元又は3次元計測のためのスライスエンコードと位相エンコードと周波数エンコードとを有し、前記低空間分解能の傾斜磁場印加条件は前記スライスエンコード又は前記位相エンコードのいずれか一方又は両方を省略し、前記高空間分解能の傾斜磁場印加条件は前記スライスエンコード又は前記位相エンコードのいずれか一方又は両方を付与する。

20

これにより、目的領域を認識可能な分解能を保ちながら2次元又は3次元スラブ画像を1次元又は2次元画像に射影することができるので、監視モードでの画像取得時間を短縮できる。結果として、モード切替のタイミングをより正確にすることができる。

25

また、好ましい一実施形態によれば、前記撮像手段が実行するダイナミック計測は、造影剤を用いて血流の動態変化を観察する血流撮像であり、前記監視モー



ドでは前記スライスエンコードを省略して2次元画像を取得し、前記本計測モードでは前記スライスエンコードを付加して3次元画像を取得する。

これにより、ダイナミックMRAにおいても、正確にモード切替を行うことができる。

5

また、好ましい一実施形態によれば、前記造影剤を注入した後に取得した血流画像と前記造影剤を注入する前に取得した血流画像との差分画像を前記表示手段に表示する。

これにより、造影剤の流入を明瞭に把握することができる。

10

#### 図面の簡単な説明

図1は、本発明を適用したMRI装置の全体概要を示す図、図2は、本発明の第1の態様によるMRI装置を用いたダイナミック計測の一例を示す図、図3は、本発明のダイナミック計測で用いる一般的なパルスシーケンスの一例を示す図、  
15 図4は、本発明のダイナミック計測の手順を示すフロー図、図5は本発明の第2の態様によるMRI装置を用いたダイナミック計測の一例を示す図、図6は、その手順を示すフロー図、図7は、本発明の第2の態様によるMRI装置を用いたダイナミック計測の他の例を示す図である。

#### 20 発明を実施する最良の形態

以下、本発明の実施の形態を説明する。

図1は、本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示すブロック図である。  
このMRI装置は、主たる構成として、被検体1が置かれる空間に均一な静磁場を発生させる静磁場発生磁石2と、静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場発生系3  
25 と、被検体1の組織を構成する原子の原子核（通常、プロトン）に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場を発生する送信系5と、核磁気共鳴によって被検体1から発生するエコー信号を受信する受信系6と、受信系6が受信したエコー信号を処理し、前述した原子核の空間密度やスペクトルを表す画像を作成する信号処理系7と、信号処理系7における各種演算や装置全体の制御を行なうための中央処理



装置（CPU）8とを備えている。

静磁場発生磁石2は、永久磁石、常電導方式又は超電導方式の磁石からなり、被検体1の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させる。傾斜磁場発生系3は、x、y、zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とからなり、後述のシーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、x、y、zの三軸方向の傾斜磁場 $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ を被検体1に印加する。この傾斜磁場の加え方により、被検体1の撮像対象領域（スライス、スラブ）を設定することができるとともに、エコー信号に、位相エンコード、周波数エンコードなどの位置情報を付与することができる。

送信系5は、シーケンサ4から送り出される高周波パルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射するもので、高周波発振器11と、変調器12と、高周波増幅器13と、送信側の高周波コイル14aとからなる。送信系5では、高周波発振器11から出力された高周波パルスを変調器12で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、高周波磁場（電磁波）を被検体1に照射する。

受信系6は、被検体1から核磁気共鳴により放出されるエコー信号（NMR信号）を検出するもので、受信側の高周波コイル14bと、増幅器15と、直交位相検波器16と、A/D変換器17とからなる。受信系6では、高周波コイル14bで検出したエコー信号を増幅器15及び直交位相検波器16を介してA/D変換器17に入力してデジタル信号に変換し、二系列の収集データとして信号処理系7に送る。

信号処理系7は、画像処理部81及び撮像制御部82を備えたCPU8と、磁気ディスク18、磁気テープ19等の記録装置と、CRT等のディスプレイ20とからなり、CPU8の画像処理部81でフーリエ変換、補正係数計算、画像再構成等の処理を行い、得られた画像をディスプレイ20に表示する。また、信号処理系7における処理の条件や処理に必要なデータなどを入力するための入力手段21が備えられている。

CPU 8 撮像制御部 82 は、被検体 1 の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、シーケンサ 4 を介して、傾斜磁場発生系 3、送信系 5 および受信系 6 に送る。シーケンサ 4 は、撮像法によって決まる所定の制御のタイムチャートであるパルスシーケンスに則って、傾斜磁場発生系 3、送信系 5 および受信系 6 を制御し、画像再構成に必要なデータを収集するようにする。また撮像制御部 82 は所定のパルスシーケンスを実行する際の傾斜磁場印加条件や撮像モードの切替を制御する。

本発明のMRI装置では、パルスシーケンスとして、複数の時系列画像を連続して取得するダイナミック計測のためのパルスシーケンス、例えば血流撮像のためのパルスシーケンスが含まれている。これらパルスシーケンスは、プログラムとしてCPU 8内に組み込まれている。

次にこのような構成のMRI装置を用いた血管撮像法を3次元計測の場合について説明する。図2はダイナミック計測の一実施形態を示す図、図3は3次元計測に採用される一般的なグラディエントエコー系のパルスシーケンスを示す図、図4はその手順を示すフロー図である。

本実施形態のダイナミック計測は、目的とする血管の撮像タイミングを決定するための監視モードと、目的血管の撮像である本計測モードとを備え、いずれも同じパルスシーケンスで、但し異なる傾斜磁場印加条件で実行される。監視モードで計測した結果に基づき監視モードから本計測モードへの切替が行われる。

監視モードでは、まず造影剤を注入する前から図3に示すような3次元計測のパルスシーケンスを開始する（ステップ401）。このパルスシーケンスは、スライスエンコードを付与しないことを除き、通常のグラディエントエコー系の3次元パルスシーケンスと同様である。即ち、RFパルス301を照射すると同時に領域を選択する傾斜磁場302を印加して目的血管を含む領域（スラブ）を励起する。次に、位相エンコード方向の傾斜磁場304を印加し、さらに読み出し傾斜磁場305を印加して、エコー信号306を一定のサンプリング時間計測する。RFパルス照射301から次のRFパルス照射までの過程を位相エンコード傾斜磁場の強度を変化させながら、短TR、例えば数ms～数10msの繰り返し時間

で繰り返し、位相エンコードの異なる1セットのエコー信号を計測する。

- こうして得られた1セットのエコー信号から画像を再構成し、表示する。このような計測を繰り返し、連続的に画像を再構成し、表示を順次更新する。一方、計測の開始後、所望の時点で、被検体の所定の血管、例えば肘静脈から造影剤を
- 5 注入し（ステップ 402）、連続的に表示される時系列画像によって造影剤の到達を監視する。この計測で得られるエコー信号はスラブ全体から発生したものであり、スライス方向にエンコードされていないため、スライス方向には解像度の低い画像となるが、スラブ全体を反映する画像である。従って、体動等によって目的血管位置が多少ずれても、目的血管への造影剤到達を確実に監視することがで
- 10 きる。また3次元計測であっても2次元計測と同じように短時間で得られるので、高時間分解能で更新され、造影剤到達時を的確に把握できる。

- 目的血管への造影剤到達が確認されると本計測モードの撮像が開始される。この切替は自動でも手動でも可能である。手動で行う場合には、ユーザーは、この監視モードにおける時系列画像を監視することによって、造影剤が目的とする血
- 15 管に到達したことを確認したならば、本計測開始の指令を入力手段 21 より入力する。この入力、例えば、入力手段 21 に設けられたモード切替を入力するための手段（例えばスイッチやG U I）を介して行うことができる。

- 自動的に切り替える場合には、装置側でデータの信号値の変化を監視する。信号値の監視については、後述の実施形態で詳述するが、例えば、監視モードのパ
- 20 ルスシーケンスで得られたデータセットを1次元フーリエ変換したものの信号値を算出し、その信号値或いは信号値の変化が所定の閾値に達した時点の本計測開始時と設定する。或いは、監視モードのパルスシーケンスで得られたデータのうちk空間の原点の信号値或いはその変化を監視するようにしてもよい。

- このように自動或いは手動で本計測モードに切替られると、C P U 8 は、監視
- 25 モードと同じパルスシーケンスを繰り返しながら傾斜磁場印加条件を変更する。本実施形態では、スライスエンコードを開始するようにシーケンサ 4 に指令を送る（ステップ 403）。

即ち、図3に示すパルスシーケンスにおいて、R Fパルス 301 を照射すると同時に、モニタリングの時と同じ領域を選択する傾斜磁場 302 を印加して目的

血管を含む領域を励起した後、位相エンコード方向の傾斜磁場 304 とスライス方向の傾斜磁場 303（図中、点線で示す）を印加して、エコー信号 306 を計測する。この場合、例えば、スライス方向の傾斜磁場 303 を固定して位相エンコード方向の傾斜磁場 304 を順次変更するループ（内ループ）の終了後、スライス方向の傾斜磁場 303 を変更して再度位相エンコード方向の傾斜磁場 304 を順次変更し、以後、同様にスライス方向の傾斜磁場 303 を順次変更させながら内ループを繰り返し、最終的に全ての位相エンコード方向の傾斜磁場とスライス方向の傾斜磁場の組み合わせた 3 次元データのセットを取得する。

この 3 次元データのセットをフーリエ変換することにより、3 次元の画像データセットを得る（ステップ 404）。さらに 3 次元の画像データセットに投影処理を施すことにより 2 次元の造影 MRA 画像を得る（ステップ 405）。ここで、本計測開始直後の画像を再構成する際に、本計測開始を決定した時に表示された画像の画像データを共用する。この画像データは、目的血管に造影剤が到達した時点のデータであり、目的血管をよく描出したデータであり、またこのデータはスライス方向の傾斜磁場 303 を印加しない、スライスエンコード 0 のデータである。そこで、本計測開始後に取得したデータを、このスライスエンコード 0 のデータで補間し画像を再構成することにより、本計測においてスライスエンコード 0 のデータを取得する時間分の時間を短縮するとともに、目的血管をよく描出した画像を得ることができる。

以後、3 次元データのセットが得られるごとに、フーリエ変換により 3 次元画像データを得、さらに投影処理を行うことにより複数のフェイズの画像を得る。投影処理は、例えば、光軸上にある信号値の最大のものを血管とみなす MIP 処理等の公知の投影法を採用して行う。

このように本実施形態の MRI 装置によれば、造影剤到達を監視するために、本計測パルスシーケンスと同様であってスライスエンコード傾斜磁場を含まないパルスシーケンスを実行することにより、目的血管への造影剤到達と同時に遅延なく本計測を開始することができ、良好な MRA 画像を得ることができる。しかも造影剤到達を反映した、本計測の直前のデータで補間して本計測画像を作成するので、目的血管を良好に描出した MRA 画像を短時間で表示させることができる。



る。

尚、以上の実施形態では、監視用のパルスシーケンスにおいてスライスエンコード傾斜磁場を印加しないこととしたが、スライスエンコード傾斜磁場を印加しないのではなく、一定のエンコード量、好適には 0 に近いエンコード量を印加した状態で監視用のパルスシーケンスを実行してもよい。またスライスエンコード方向の傾斜磁場ではなく、位相エンコード傾斜磁場について位相エンコード量を 0 或いは固定としてもよい。さらに本計測におけるスライスエンコード及び位相エンコードの制御方法・(印加順序の制御) も図示する例に限定されず、任意のオーダリングで行うことができる。

- 10 また上記実施形態では、造影剤注入後に計測した画像データのみを用いて画像を作成した場合を説明したが、動きの少ない部位や息止め撮像などにより動きの影響を無視できる場合には、必要に応じ造影剤注入前に計測された 3 次元画像との差分処理を行った上で投影像を作成表示してもよい。これにより、血管以外の組織の信号強度を抑制し、血管のコントラストを向上することができる。ここで
- 15 差分処理は 3 次元データの同スライス位置にあるデータ間でそれぞれ行う。また差分処理は、複素差分が望ましいが、絶対値の差分でもよく、さらに再構成前のデータに対し複素差分を行ったものを再構成してもよい。

- 次に本発明の MR I 装置の第 2 の実施形態を説明する。この MR I 装置の構成
- 20 は図 1 に示すものと同様であるが、信号処理系 7 は、計測したエコー信号について時間的強度変化 (TIC) を計算し、これをグラフとしてディスプレイに表示する機能を有している。

この MR I 装置を用いた 3 次元血管撮像法を説明する。図 5 はダイナミック計測の一実施形態を示す図、図 6 は、その手順を示すフロー図である。

- 25 まず造影剤を用いることなく 3 次元計測を行い、造影剤注入前の 3 次元データ及びそれを用いた 2 次元投影画像データを得る (ステップ 601~603)。次に、造影剤を被検体の所定の血管、例えば肘静脈から注入し (ステップ 604)、ダイナミック計測を開始する (ステップ 605)。

造影前及び造影剤注入後に行う撮像は、図 3 に示すような公知のグラディエン

トエコー系のパルスシーケンスであり、所定のスライスエンコード数及び位相エンコード数で実行される。但し、造影剤注入後に行う撮像では、撮像開始直後は、これらエンコード数を少なく、例えば、通常の血流描画に求められるエンコード数の半分程度に設定し、空間分解能の低い画像を得る。このような3次元データを  
5  を得る計測を繰り返し、図5 (a) に示すような時系列データを得る (ステップ606)。この時系列データは少ないエンコード数で実行されているので空間分解能は低い、時間分解能が高い。また目的血管を含むスラブ全体の情報を含んでいる。

3次元データのセットが得られるごとに、フーリエ変換により3次元画像データを得、さらに投影処理を行うことにより図5 (b) に示すような2次元の血管  
10  投影像を得る (ステップ607)。投影処理は、例えば、光軸上にある信号値の最大のもを血管とみなすMIP処理等の公知の投影法を採用して行う。この2次元血管投影像と、ステップ603 で得た造影前の2次元血管投影像との差分を取り (ステップ608)、これによって形成される血管像をディスプレイに表示する  
15  (ステップ609)。

一方、このような画像形成とは別に、連続して計測される時系列の3次元データについて信号値を抽出する処理を行う (ステップ610)。具体的には、スライスエンコードを  $k_z$ 、位相エンコードを  $k_y$  としてエコー信号を配置した  $k$  空間データの原点 ( $k_z=0, k_y=0, k_x=0$ ) の信号値を抽出信号値とする。或いは  
20   $k_z=0, k_y=0$  のデータを読み出し方向に積算した値を抽出信号値とする。即ち、図3のパルスシーケンスでスライス傾斜磁場303及び位相エンコード傾斜磁場304がゼロのときに計測したエコー信号の信号値か、これを読み出し方向にフーリエ変換した後の信号値(積算値)を抽出信号値とする。 $k$ 空間の原点のデータは、3次元データから得られる画像のコントラスト情報を最も多く有するデータであり、このデータの信号強度の変化は、造影剤によって強められる信号強度の変化  
25  を示す指標と成る。

なお、抽出信号値には、撮像開始時の値との差分を用いてもよい。例えば、撮像開始後最初に取得したデータの  $k$  空間の原点の信号値と、その後に取得したデータの  $k$  空間の原点の信号値との差分、或いは撮像開始後最初に取得したデータ

の  $k$  空間原点を含む周波数エンコード方向の積算値とその後取得したデータの  $k$  空間原点を含む周波数エンコード方向の積算値との差分である。差分を用いることにより、不要な組織（血管以外の組織）の信号を抑制することができる。

- このような抽出信号値は、ダイナミック計測において、原点のエコー信号が計測される毎に求められ、その時間的变化を図 5 (c) に示すようなグラフとしてディスプレイに表示する。こうして求められる信号強度変化 (TIC) は、生データの信号値またはそれを読み出し方向にフーリエ変換したものの積算値或いは所望の箇所の値を時間軸に対しプロットしたものであるもので、撮像後時間遅れなく表示することができる。これによって操作者はリアルタイムで信号強度変化を確認でき、これを参照し、目的血管への造影剤の到達後、遅延無く本計測を開始することができる。本計測は、高空間分解能の 3 次元計測とし、具体的には、スライスエンコード数及び位相エンコード数の一方または両方を多く設定して撮像する。これにより造影剤が達した後の領域を高空間分解能で描出することができる。
- この実施形態においても、監視モードから本計測モードへの切替は、表示装置に表示された TIC を操作者が確認しながら入力手段 21 を介して CPU 8 に指令を送ってもよいし、低空間分解能及び高空間分解能における撮像条件とともに予め抽出信号値につき所定の閾値を決めておき CPU 8 が自動的に決定してもよい。また撮像モードの切替のみならず、撮像の終了を TIC の監視により決定することも可能である。

- このような実施形態を図 7 に示す。この実施形態では、撮像モード切替のための TIC の閾値  $\alpha 1$  と、撮像終了のための TIC の閾値  $\alpha 2$  が設定されている。撮像が開始されると、まず、監視モードにおいて低空間分解能の傾斜磁場印加条件でダイナミック撮像を行いながら (ステップ 701)、信号値の抽出を行う。この監視モードのダイナミック撮像は、信号値が所定の閾値  $\alpha 1$  に達するまで繰り返される。信号値が所定の閾値  $\alpha 1$  に達したときには (ステップ 702)、撮像領域に造影剤が到達したものとみなし、傾斜磁場印加条件を低空間分解能条件から高空間分解能条件に変更して、本計測を開始する (ステップ 703)。本計測においても信号値の抽出を継続し、信号値が所定の閾値  $\alpha 2$  に達するまでは本計測モ

ードの撮像を継続する。所定の閾値 $\alpha 2$ に達した場合には（ステップ 704）、造影剤が目的領域から流出したとみなし、撮像を終了する（ステップ 705）。

5 以上説明した第2の実施形態によれば、ダイナミック計測による連続撮像と平行して信号値を求め表示するので、正確且つリアルタイムで目的血管への造影剤の到達を知ることができる。また、造影剤が目的血管に達するまでは、空間分解能は粗いが高時間分解能の撮像を行い、造影剤が目的血管に達した後は血管描出能の優れた高空間分解能の撮像を行うことができる。

また上記実施形態では、3次元計測の場合を説明したが、2次元計測にも同様に適用することが可能である。

10

本発明によれば、造影剤を用いたダイナミックMRAにおいて、適切なタイミングで本計測を開始することができる。これにより目的領域内に造影剤が止まっている間に、その領域の撮像を行うことができ、良好な血管像を得ることができる。またモニタリングに用いた画像データを本計測の画像データに共有できるので、最も造影剤濃度が高い時点のデータを無駄にすることなく、また表示の遅れを生じることなく、良好な時系列画像を得ることができる。

15



## 請求の範囲

1. 静磁場内に置かれた被検体に、複数の時系列画像を連続して取得するダイナミック計測のためのパルスシーケンスに則り高周波磁場及び傾斜磁場を印加するとともに、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する撮像手段と、前記磁気共鳴信号から前記被検体の所望の組織を画像化し信号処理手段と、前記画像を表示する表示手段と、前記撮像手段及び信号処理手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

- 前記撮像手段は、前記被検体の所望のスラブを前記ダイナミック計測のためのパルスシーケンスで低空間分解能の傾斜磁場印加条件の下に計測する監視モードと、前記監視モードと同一のスラブを同一のパルスシーケンスで高空間分解能の傾斜磁場印加条件の下に計測する本計測モードとを備え、

- 前記制御手段は、前記監視モードから前記本計測モードへの切り替えを行うモード切替手段を備え、前記モード切替手段は、前記監視モードを実行中の所望のタイミングで本計測モードへ切り替えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

2. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

- 前記監視モードの実行時に取得した前記ダイナミック計測のデータから参照データを抽出する手段を備え、抽出した前記参照データ値の時間的变化を前記表示手段に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

3. 請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

- 前記モード切替手段は、抽出した前記参照データ又は該参照データの変化が所望の閾値を超えたときに、前記監視モードから前記本計測モードに切り替えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

4. 請求項 2 又は 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

- 前記参照データを、前記監視モードの実行時に得られる前記核磁気共鳴信号のうち、 $k$  空間の原点の信号値又は  $k$  空間の原点を含む周波数エンコード方向の加算値とすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

5. 請求項 2 又は 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

- 前記参照データを、前記監視モードの実行時に得られる前記核磁気共鳴信号のうち、 $k$ 空間の原点の信号値又は $k$ 空間の原点を含む周波数エンコード方向の加算値と前記監視モード開始時に取得した $k$ 空間の原点の信号値又は $k$ 空間の原点を含む周波数エンコード方向の加算値とを差分した値とすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- 5 6. 請求項1ないし5いずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記制御手段は、前記本計測モード開始直後の画像の再構成において、それ以前のパルスシーケンスの実行時に取得したデータを含むデータを用いて画像再構成するように前記信号処理手段を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- 10 7. 請求項1ないし6いずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記時系列画像データが3次元データの場合に、2次元の投影画像に変換して前記表示手段に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
8. 請求項1ないし7いずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
- 15 前記モード切替手段は、モード切替入力手段を備え、前記モード切替移入力手段に切替指示が直接入力されることによって、前記監視モードから前記本計測モードに切り替えられることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
9. 請求項1ないし8いずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記傾斜磁場は、前記2次元又は3次元計測のためのスライスエンコードと位相エンコードと周波数エンコードとを有し、前記低空間分解能の傾斜磁場印加条件は前記スライスエンコード又は前記位相エンコードのいずれか一方又は両方を省略し、前記高空間分解能の傾斜磁場印加条件は前記スライスエンコード又は前記位相エンコードのいずれか一方又は両方を付与することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- 20 10. 請求項9に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記撮像手段が実行するダイナミック計測は、造影剤を用いて血流の動態変化を観察する血流撮像であり、前記監視モードでは前記スライスエンコードを省略して2次元画像を取得し、前記本計測モードでは前記スライスエンコードを付加して3次元画像を取得することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- 25

1 1. 請求項 1 0 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記造影剤を注入した後に取得した血流画像と前記造影剤を注入する前に取得した血流画像との差分画像を前記表示手段に表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 要約書

- ダイナミックMRAのパルスシーケンスを備えたMRI装置において、目的血管への造影剤の到達を監視するパルスシーケンスとして、位相エンコード数及び
- 5 /またはスライスエンコード数が少ないことを除き、本撮像シーケンスと実質的に同一のパルスシーケンスを実行する。この低空間分解能の傾斜磁場印加条件で計測したデータで再構成した時系列画像を表示し、造影剤が目的血管に到達したことを確認する。到達したならば、パルスシーケンス自体を変更することなく、位相エンコード及びスライスエンコードを付加して本計測のパルスシーケンスを
- 10 継続する。本計測後最初の画像は、モニタリングにおいて造影剤到達時に得られたデータで補間して作成される。これにより確実に且つ高時間分解能で造影剤の到達時を監視することができ、最適なタイミングで本計測を行い、良好な血管像を得ることができる。



図 2

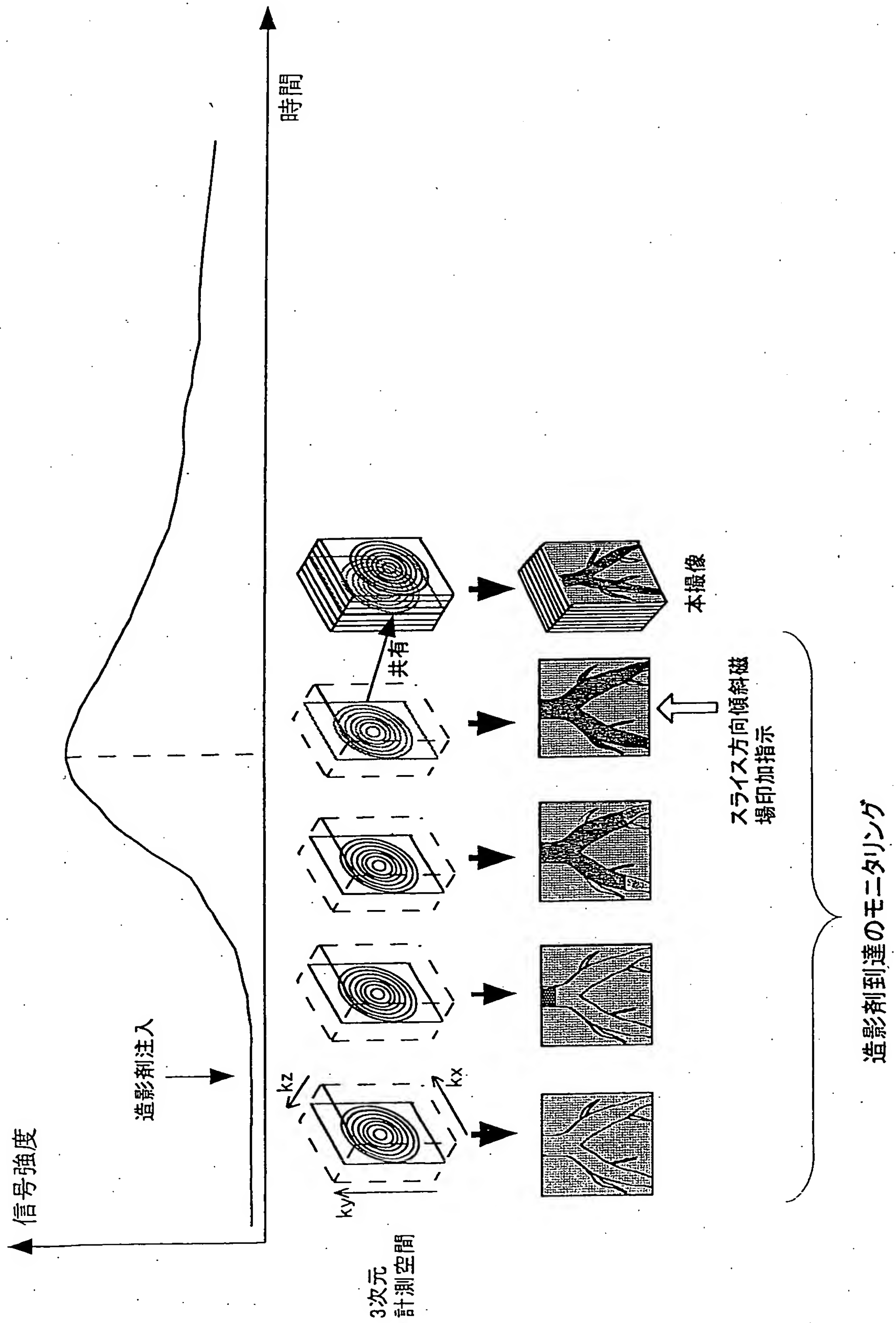


图 3

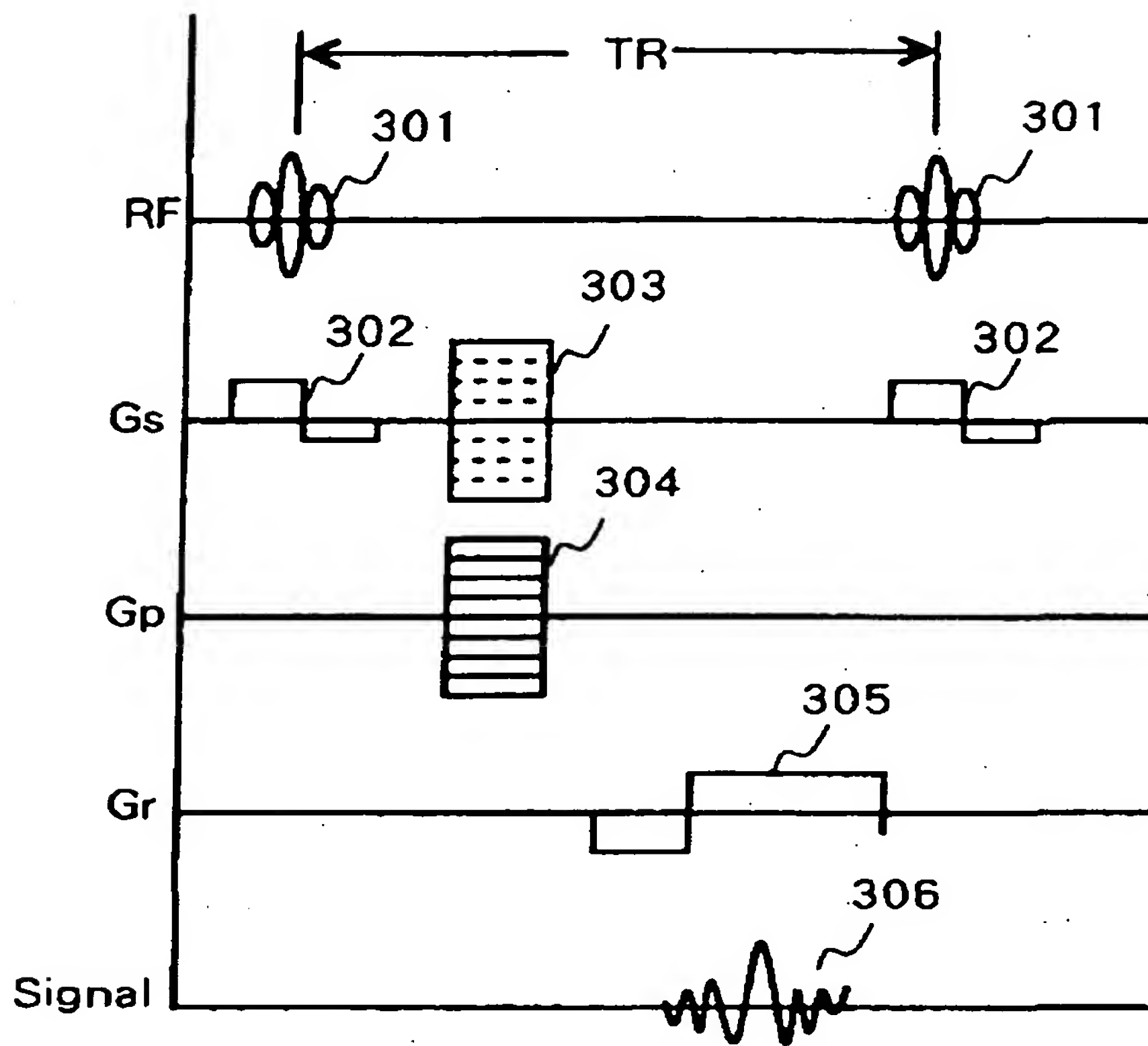


図 4

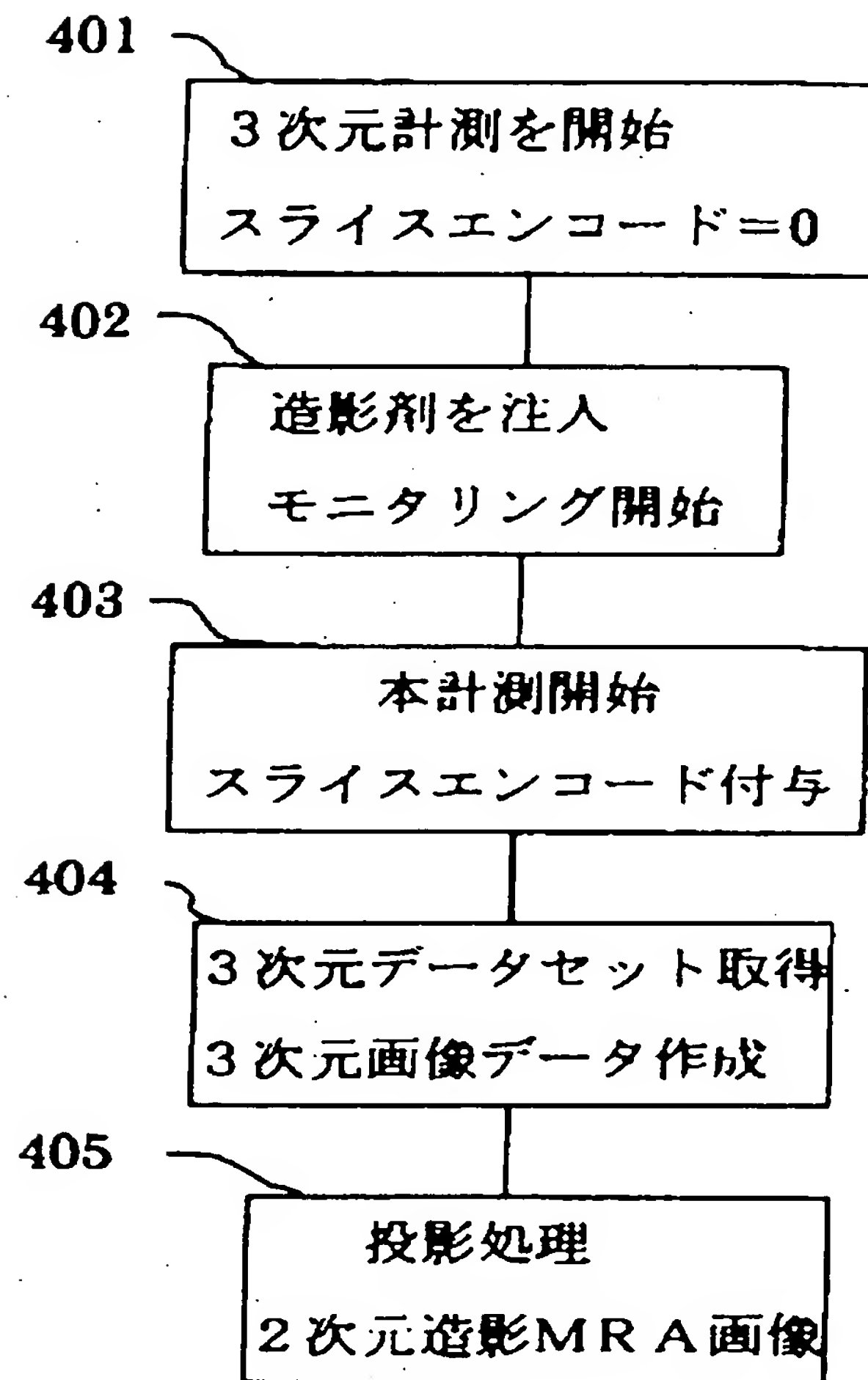




図 5

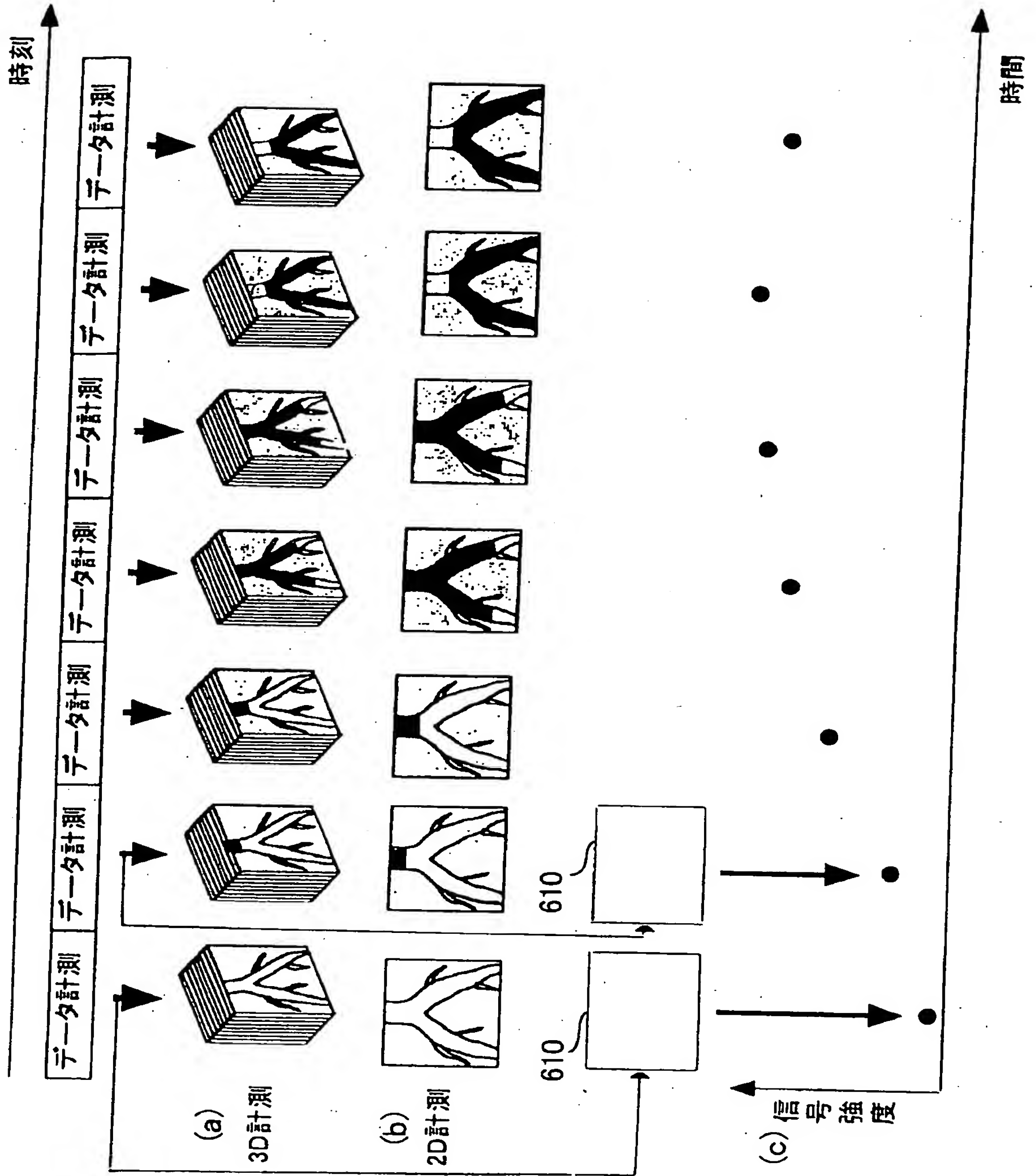


図 6

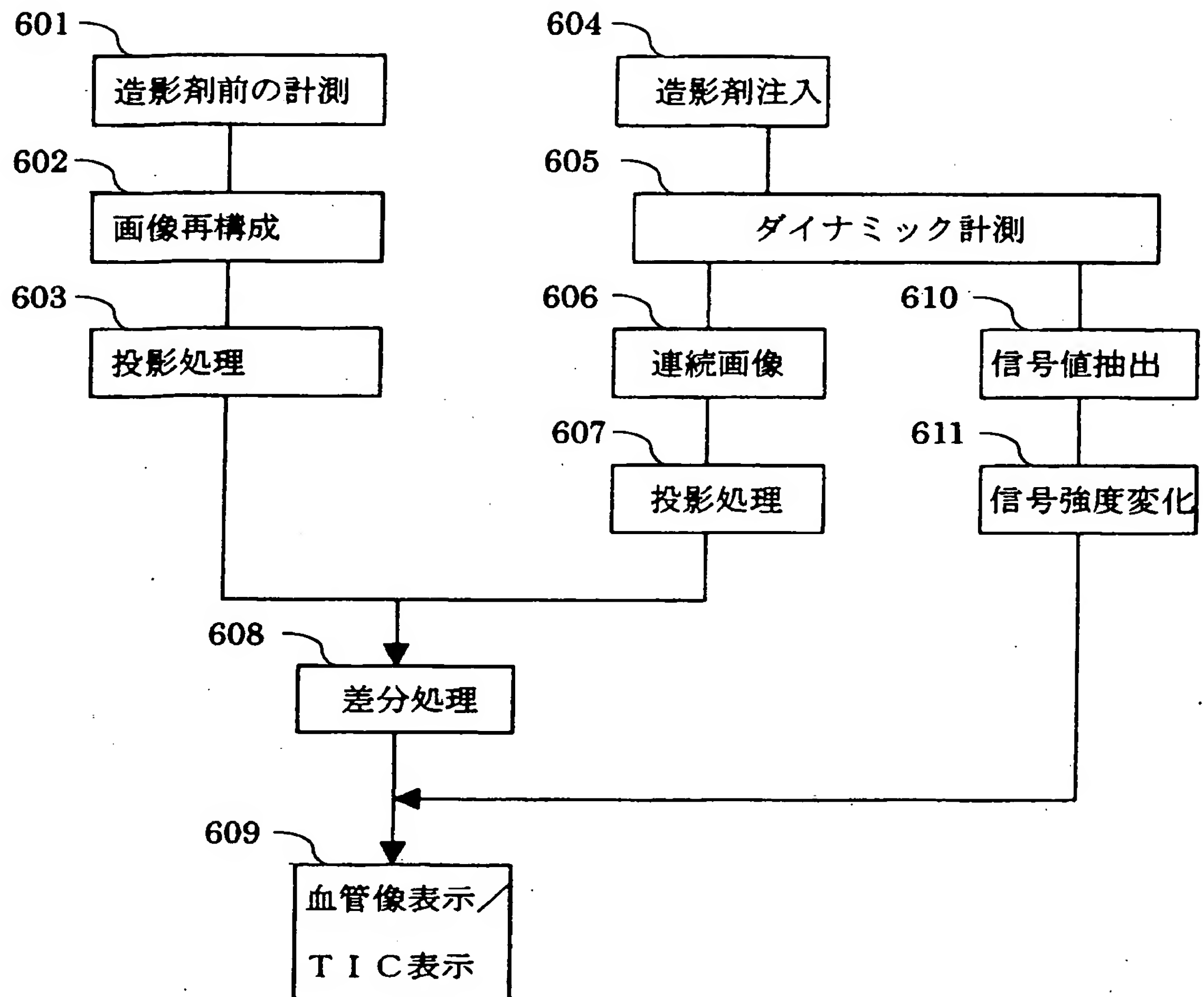


図 7

